

電気手術装置及びその制御方法

This application claims benefit of Japanese Application Nos.2002-34441 filed in Japan on February 12,2002,2002-76777 filed in Japan on March 19,2002,2002-91937 filed in Japan on March 28,2002,2002-108209 filed in Japan on April 10,2002,the contents of which are incorporated by this reference.

BACKGROUND OF THE INVENTION

Field of the Invention

本発明は、導電性溶液中において使用され、生体組織の切除・蒸散・放電凝固等の電気手術を行う電気手術装置及びその制御方法に関する。

Description of Related Art

従来、電気手術装置は、レゼクトスコープを用いたものがある。上記電気手術装置は、導電性溶液中において使用されて生体組織の切除・蒸散・放電凝固等の電気手術を行うものである。

一般にレゼクトスコープは、経尿道的切除術、経頸管的切除術に用いられる。レゼクトスコープは、体腔内に挿入される細長で、中空のシース内に観察用の内視鏡である光学視管及び生体組織焼灼用の電極ユニットとを主に備えたものである。

レゼクトスコープによって観察する際には、シースを経由させて液体を体腔内に送液し、視野を確保することが行われる。

従来、この体腔内に送液する液体には、非導電性であるD-ソルビトール溶液などが用いられていた。高周波電流は、電極から人体組織を経由して体外に配置されている回収電極によって回収される。

ここで、従来の電気手術装置では、高周波電流が神経を刺激することにより、筋反射が起こることがある。

このため、従来の電気手術装置では、神経に対する高周波電流のブロックが必要とされていた。また、D-ソルビトール溶液は長時間体腔内に送液することが

できず、手術時間に制約を受けていた。

これらの問題に対処するため、日本国特許特開 2000-201946 号公報には、導電性溶液として人体に長時間体腔内に送液できる生理食塩水等を用い、また、回収電極の代わりにシースによって高周波電流を回収し、神経への刺激を低減させる技術が示されている。

また、米国特許第 5,697,281 号公報には、電極端末とリターン電極間に高周波電圧源をかけて、体内又は体の上の構造物の目標位置に電氣的エネルギーを与える技術が示されている。

SUMMARY OF THE INVENTION

本発明の電気手術装置は、生体組織を処置するための高周波電流を発生可能な高周波発生デバイスと、前記高周波発生デバイスによって発生した高周波電流を生体組織に付与可能なアクティブ電極と、前記アクティブ電極の周囲に導電性溶液を送液する送液デバイスと、前記送液デバイスによって送液した導電性溶液中において、前記アクティブ電極から生体組織に付与された高周波電流を前記導電性溶液を介して帰還するためのリターン電極と、前記アクティブ電極と前記リターン電極との間に流れる高周波電流の通電状態を検出するセンサと、前記センサによって検出した前記高周波電流の通電状態に基づき、前記アクティブ電極の周囲に発生する気泡の状態を判別して動作モードを切り換える制御デバイスとを備えている。

また、本発明の電気手術装置は、生体組織を処置するための高周波電流を発生可能な高周波発生デバイスと、前記高周波発生デバイスによって発生した高周波電流を生体組織に付与可能なアクティブ電極と、前記アクティブ電極の周囲に導電性溶液を送液する送液デバイスと、前記送液デバイスによって送液した導電性溶液中において、前記アクティブ電極から生体組織に付与された高周波電流を前記導電性溶液を介して帰還するためのリターン電極と、前記アクティブ電極と前記リターン電極との間に流れる高周波電流の通電状態を検出するセンサと、前記アクティブ電極による放電を開始するための第 1 の動作モードと、この第 1 の動作モードによる放電開始後に、前記高周波電流の通電状態を変化させるための第

2の動作モードとを有し、前記センサによって検出した前記高周波電流の通電状態に基づき、前記アクティブ電極の周囲に発生する気泡の状態を判別して前記動作モードを切り換える制御デバイスとを備えている。

また、本発明の電気手術装置の制御方法は、送液デバイスにより導電性溶液をアクティブ電極の周囲に送液させる送液ステップと、前記送液ステップにより前記アクティブ電極が前記導電性溶液中に配置された際に、高周波発生デバイスから第1の動作モードによる高周波電流を出力させる第1の高周波出力ステップと、前記高周波出力ステップによる前記アクティブ電極とリターン電極との間に流れる高周波電流の通電状態を検出する検出ステップと、前記検出ステップの検出結果に基づき、前記アクティブ電極の周囲に発生する気泡の状態を判別する判別ステップと、前記判別ステップの判別結果に基づき、第2の動作モードによる高周波電流を出力させる第2の高周波出力ステップとを備えている。

本発明のその他の特徴と利益は、次の説明を以て充分明白になるであろう。

BRIFE DESCRIPTION OF DRAWINGS

図1は、第1の実施の形態の電気手術装置を示す全体構成図、

図2は、図1の高周波電源を示す回路ブロック図、

図3は、図1のレゼクトスコープを示す外観図、

図4は、図3のレゼクトスコープの先端拡大図、

図5は、第1の実施の形態の制御回路の制御の流れを示すフローチャート、

図6Aは、図5のフローチャートに基づいて蒸気量が時間と共にどの様に変化するかを示すタイミングチャート、

図6Bは、図5のフローチャートに基づいて組織抵抗が時間と共にどの様に変化するかを示すタイミングチャート、

図6Cは、図5のフローチャートに基づいて電力が時間と共にどの様に変化するかを示すタイミングチャート、

図7は、第2の実施の形態の制御回路の制御の流れを示すフローチャート、

図8Aは、図7のフローチャートに基づいて蒸気量が時間と共にどの様に変化

するかを示すタイミングチャート、

図 8 B は、図 7 のフローチャートに基づいて組織抵抗が時間と共にどの様に変化するかを示すタイミングチャート、

図 8 C は、図 7 のフローチャートに基づいて電力が時間と共にどの様に変化するかを示すタイミングチャート、

図 9 A は、図 7 のフローチャートに基づいて蒸気発生時の高周波電流の波形を示す説明図、

図 9 B は、図 7 のフローチャートに基づいて蒸気未発生時の高周波電流の波形を示す説明図、

図 1 0 は、通常に使用される際のレゼクトスコープの電極近傍の動作を説明する第 1 の図、

図 1 1 は、通常に使用される際のレゼクトスコープの電極近傍の動作を説明する第 2 の図、

図 1 2 は、通常に使用される際のレゼクトスコープの電極近傍の動作を説明する第 3 の図、

図 1 3 は、通常に使用される際のレゼクトスコープの電極近傍の動作を説明する第 4 の図、

図 1 4 は、第 3 の実施の形態の電気手術装置を示す全体構成図、

図 1 5 は、図 1 4 の高周波電源を示す回路ブロック図、

図 1 6 は、図 1 4 のピンチバルブの送液を停止していない状態の側面図、

図 1 7 は、図 1 4 のピンチバルブの送液を停止した状態の側面図、

図 1 8 は、第 3 の実施の形態の制御回路の制御の流れを示すフローチャート、

図 1 9 A は、図 1 8 のフローチャートに基づいて組織抵抗が時間と共にどの様に変化するかを示すタイミングチャート、

図 1 9 B は、図 1 8 のフローチャートに基づいてフットスイッチの動作を示すタイミングチャート、

図 1 9 C は、図 1 8 のフローチャートに基づいてピンチバルブの動作に従う送液チューブにおける送液の様子を示すタイミングチャート、

図 2 0 は、第 3 の実施の形態の第 1 の変形例を示す梃子の側面図、

図 2 1 は、第 3 の実施の形態の第 2 の変形例を示し、ロータリーソレノイドの送液を停止していない状態の側面図、

図 2 2 は、図 2 1 に対してロータリーソレノイドの送液を停止した状態の側面図、

図 2 3 は、第 4 の実施の形態のレゼクトスコープを示す側面図、

図 2 4 は、図 2 3 のレゼクトスコープの先端拡大図、

図 2 5 は、図 2 4 のレゼクトスコープの先端を更なる拡大図

図 2 6 は、第 5 の実施の形態の電気手術装置を示す全体構成図、

図 2 7 は、図 2 6 の高周波電源を示す回路ブロック図、

図 2 8 は、図 2 6 のレゼクトスコープを示す外観図、

図 2 9 は、図 2 8 のレゼクトスコープの先端拡大図、

図 3 0 は、第 5 の実施の形態の制御回路の制御の流れを示すフローチャート、

図 3 1 A は、図 3 0 のフローチャートに基づいて組織抵抗が時間と共にどの様に変化するかを示すタイミングチャート、

図 3 1 B は、図 3 0 のフローチャートに基づいてフットスイッチの動作を示すタイミングチャート、

図 3 1 C は、図 3 0 のフローチャートに基づいてバルブの動作タイミングを示すタイミングチャート、

図 3 2 は、第 5 の実施の形態の変形例を示す送気ノズルを設けたレゼクトスコープの先端拡大図、

図 3 2 は、第 5 の実施の形態の第 1 の変形例を示す送気ノズルを設けたレゼクトスコープの先端拡大図、

図 3 3 は、第 6 の実施の形態の送気ノズルを設けたレゼクトスコープの先端拡大図、

図 3 4 は、第 7 の実施の形態の電気手術装置を示す全体構成図、

図 3 5 は、図 3 4 の高周波電源を示す回路ブロック図、

図 3 6 は、図 3 4 のレゼクトスコープを示す外観図、

図 3 7 は、図 3 6 のレゼクトスコープの先端拡大図、

図 3 8 は、図 3 7 のアクティブ電極の第 1 の先端構造を示す図、

図 3 9 は、図 3 7 のアクティブ電極の第 2 の先端構造を示す図、
図 4 0 は、図 3 7 のアクティブ電極の第 3 の先端構造を示す図、
図 4 1 は、第 7 の実施の形態の制御回路の制御の流れを示すフローチャート、
図 4 2 A は、図 4 1 のフローチャートに基づいて組織抵抗が時間と共にどの様
に変化するかを示すタイミングチャート、
図 4 2 B は、図 4 1 のフローチャートに基づいてフットスイッチの動作を示す
タイミングチャート、
図 4 2 C は、図 4 1 のフローチャートに基づいて発熱電源の出力特性を示すタ
イミングチャート、
図 4 3 は、第 8 の実施の形態のレゼクトスコープの先端拡大図、
図 4 4 は、第 9 の実施の形態のレゼクトスコープの先端拡大図、
図 4 5 は、図 4 4 のアクティブ電極に高周波電流を出力する高周波電源を示す
回路ブロック図、
図 4 6 は、第 9 の実施の形態の制御回路の制御の流れを示すフローチャートで
ある。

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

図 1 ～図 6 C は、第 1 の実施の形態に係る図である。

図 1 に示すように第 1 の実施の形態の電気手術装置 1 は、レゼクトスコープ 2 と、生理的食塩水のパック（以下、生食パックと呼ぶ） 3 と、高周波電源 5 とを有して構成されている。そして、手術台 1 1 には、患者 1 2 が寝ている。

レゼクトスコープ 2 の先端部 2 1 は、患者 1 2 の尿道に挿入される。そして、先端部 2 1 に配置された図 3 に示す電極 2 2 は、処置する組織近傍に到達する。

高周波電源 5 は、電極ケーブル 6 を介してレゼクトスコープ 2 の先端部 2 1 に取り付けられている電極 2 2 及びレゼクトスコープ 2 の外套管 2 3 に接続されている。

また、レゼクトスコープ 2 には、生食パック 3 が送液チューブ 4 を介して接続

されている。この場合、レゼクトスコープ 2 の内部には図 4 に示す管路 2 6 が設けられている。この管路 2 6 の基端側には送液チューブ 4 が接続されている。

また、高周波電源 5 には、高周波出力のオンオフを制御するためのフットスイッチ 7 が接続されている。

ここで、通常に使用される際のレゼクトスコープ 2 の先端に配置された電極 2 2 近傍の様子を図 1 0 ～図 1 3 に示す。

高周波電流の通電が電極 2 2 へ開始される (図 1 0) と、そのエネルギーにより電極 2 2 近傍の生理的食塩水が温められ、気泡の発生が始まる (図 1 1)。更に、エネルギーを電極 2 2 へ投入し続けると、気泡の量が増え、電極 2 2 全周を覆うようになる (図 1 2)。気泡により電極 2 2 全周を覆われた時点 (図 1 3) において、電極 2 2 と生理的食塩水及び生体組織間の電気抵抗が急激に上昇し、高い電圧がかかるため、放電が発生する。この放電によって発生した熱により、組織の切除・蒸散・放電凝固が可能になる。

しかしながら、生理的食塩水を温め、気泡を発生させるには、大きい電力が必要となる。従って、導電性溶液中において組織の切除・蒸散・放電凝固を行うには、大電力を出力可能な高価な高周波電源が必要になる。

本実施の形態では、高周波電源 5 は、高周波電圧及び高周波電流を測定し、先端部 2 1 に取り付けられている電極 2 2 及び外套管 2 3 の間のインピーダンスを計算して、電極 2 2 近傍においての気泡の状態を判別するために、導電性溶液の蒸発を検出し、この蒸発を検出した場合に高周波出力の電力を低下させている。

図 2 に示すように、高周波電源 5 は、制御回路 5 0 と、電源回路 5 1 と、高周波発生回路 5 2 と、波形回路 5 3 と、出力トランス 5 4 と、電流センサ 5 5 と、電圧センサ 5 6 と、A/D コンバータ 5 7 とを有して構成されている。

電源回路 5 1 は、直流電流を出力する。高周波発生回路 5 2 は、電源回路 5 1 からの直流電流を高周波電流に変換する。波形回路 5 3 は、制御回路 5 0 の制御に基づいて、高周波発生回路 5 2 に対して高周波電流の波形を指示する。

出力トランス 5 4 は、高周波発生回路 5 2 からの高周波電流をレゼクトスコープ 2 の電極ケーブル 2 4, 2 5 に出力する。電流センサ 5 5 は、出力トランス 5 4 より出力される出力電流を検出する。電圧センサ 5 6 は、出力トランス 5 4 よ

り出力される出力電圧を検出する。A/Dコンバータ57は、電流センサ55及び電圧センサ56の信号をデジタル信号に変換する。制御回路50は、A/Dコンバータ57からのデジタル化されたデータと、フットスイッチ7からの信号に基づいて電源回路51及び波形回路53を制御する。

図3に示すように、レゼクトスコープ2には、先端部21の電極22に導通している電極ケーブル24と、外套管23に導通している電極ケーブル25とが設けられている。

次に、図4を用いてレゼクトスコープ2の先端部21について説明する。

図4に示すように、レゼクトスコープ2の先端部21からは電極22が露出している。電極22は、L字状に曲げられ、生体組織に当接し易いようになっている。

先端部21には、送気・送水口27が設けられている。送気・送水口27は管路26の先端側になっている。これにより、送気・送水口27からは生食パック3からの生理食塩水が送出するようになっている。

高周波電源5からの高周波電流は、電極22から生体組織に流れ、外套管23に回収される。

このように構成された第1の実施の形態の作用について説明する。

制御回路50の動作は図5に示すフローチャートの通りである。

図5に示すように、ステップS1においてフットスイッチ7が踏まれると、制御回路50は、ステップS2において高周波電源5が出力する電力を300Wに設定し、ステップS3において高周波電源5に高周波出力を行わせる。

図6A～図6Cに示すタイミングT1からT2の間は、ステップS3からのステップに相当し、300Wの出力を行っている。

次に、制御回路50は、ステップS4において電流センサ55の電流値をA/Dコンバータ57を介して取り込み、電圧センサ56の電圧値をA/Dコンバータ57を介して取り込む。

この後、制御回路50は、ステップS5において、回路内に取り込んだ電圧値を電流値によって割ることにより、電極22と外套管23の間の抵抗値Zを計算してステップS6の処理に移行する。

ステップS 6において、制御回路5 0は、抵抗値Zが、5 0 0 Ω未満の場合、ステップS 4から同様の処理を繰り返す。図6 A～図6 CのタイミングT 1からT 2の間は、この測定と判断を繰り返している。

高周波電源5に高周波出力を開始し、高周波電源5からの高周波電流が、電極2 2から生体組織に流れ、外套管2 3に回収されると、生食水が蒸発を始める。

電極2 2の周囲が蒸気によって覆われると、抵抗値Zは徐々に上昇する。そして、電極2 2全周が気泡に包まれて放電が発生すると、抵抗値Zは5 0 0 Ωよりも大きくなる。図6 A～図6 CのタイミングT 2において上記現象が発生している。

ステップS 6において、制御回路5 0は、抵抗値Zが5 0 0 Ωよりも大きければ、電極2 2全周が気泡に包まれて既に放電が発生していると判断し、ステップS 7の処理に移行する。

ここで、本実施の形態の高周波電源5は、常時3 0 0 Wの出力を行うには十分な容量を持っていない小型の電源である。

しかし、一旦放電が発生すると、少ない電力によっても生理的食塩水の蒸発が起こるので、3 0 0 Wの大電力出力は不要になる。

このため、制御回路5 0は、ステップS 7において、電力設定を1 0 0 Wに変更して高周波出力を行う。

ステップS 7の電力設定の変更のタイミングが図6 A～図6 CのタイミングT 2となる。このように途中において電力設定を1 0 0 Wに変更するので、小型電源によっても生理的食塩水中においての放電が可能になる。

次に、ステップS 8においてフットスイッチ7から足が離された場合、制御回路5 0は、ステップS 9において電源回路5 1または高周波発生回路5 2を制御して高周波出力を停止させる。

このような動作と時間の関係を図6 A～図6 Cを参照して詳細に説明する。

図6 A～図6 Cに示すようにタイミングT 1以前のフットスイッチ7がオフされた状態では、高周波電源5からの電極2 2への高周波電流の出力がオフ状態となり、電力組織抵抗の検出が行われない状態となる。

タイミングT 1においてフットスイッチ7がオンされると、電極2 2から気泡

が発生する。しかしながら、フットスイッチ7がオンされた直後では、電極22に気泡があまり発生しておらず、組織抵抗の抵抗値Zは500Ωよりも低い状態となる。このため、制御回路50は、高周波電源5が出力する電力を300Wに設定している。

フットスイッチ7の切開ペダルがオンされてある程度時間経過すると、電極22が気泡に覆われ、抵抗値Zが上昇する。抵抗値Zが500Ωになると、既に放電が発生した状態になり、制御回路50は、電力設定を100Wに変更し高周波出力を行う。

このような構成及び動作により、高周波電源5は、高周波電流を発生する高周波発生デバイスになっている。

電極22は、高周波電流を生体組織に伝達する、導電性溶液中に配置されたアクティブ電極となっている。

外套管23は、アクティブ電極から生体組織に流れた高周波電流を回収するリターン電極となっている。

生食パック3と送液チューブ4とは、導電性溶液を電極近傍に送液する送液デバイスになっている。

電流センサ55、電圧センサ56、A/Dコンバータ57及び制御回路50は、アクティブ電極近傍においての導電性溶液の蒸発を検出する蒸発検出部となっている。

蒸発検出部は、高周波電圧及び高周波電流を測定し、この測定結果からアクティブ及びリターン電極間のインピーダンスを計算して、導電性溶液の蒸発の検出を行っている。

制御回路50は、蒸発検出部からの情報により、高周波発生デバイスを制御する制御デバイスとなっている。また、制御回路50は、高周波出力の電力を変化させる制御デバイスとなっている。

以上説明したように、第1の実施の形態の形態によれば、電極22近傍においての導電性溶液の蒸発を検出するまで、高周波電源5の高周波出力の電力を高くし、導電性溶液の蒸発を検出した場合には高周波電源5の高周波出力の電力を低下させるので、高周波電源5としては、常時高い出力を行うのに十分な容量を持

たなくてもよく、小型の電源を用いることが可能になり、電気手術装置の製造コストの低減と省電力化が可能になる。

(第2の実施の形態)

図7～図9Bは第2の実施の形態に係る図である。

第2の実施の形態は、第1の実施の形態と殆ど同じ構成であるので、異なる点のみ説明する。また、図7～図9Bに図示しない部分については図1～図4を代用して説明する。

第2の実施の形態では、図2に示す制御回路50及び波形回路53のみが第1の実施の形態と異なり、これ以外の構成は上記第1の実施の形態と同一である。

このように構成された第2の実施の形態の作用について説明する。

制御回路50の動作は図7に示すフローチャートの通りである。

図7に示すように、ステップS11においてフットスイッチ7が踏まれると、制御回路50は、ステップS12において高周波電源5が出力する電力を300Wに設定し、出力時間を0に設定し、ステップS13において高周波電源5に高周波出力を行わせる。

次に、制御回路50は、ステップS14において電流センサ55の電流値をA/Dコンバータ57を介して取り込み、電圧センサ56の電圧値をA/Dコンバータ57を介して取り込む。

この後、制御回路50は、ステップS15において、回路内に取り込んだ電圧値を電流値によって割ることにより、電極22と外套管23の間の抵抗値Zを計算してステップS16の処理に移行する。

ステップS16において、制御回路50は、抵抗値Zが、500Ωを超えたか否かの判別を行い、抵抗値Zが500Ω未満の場合、ステップS17の処理に移行し、抵抗値Zが500Ωを超えた場合、ステップS20の処理に移行する。

ステップS17において、制御回路50は、出力時間が200 msec を超えたか否かの判別を行い、出力時間が200 msec 未満の場合、ステップS14の処理に戻り、出力時間が200 msec を超えた場合、ステップS18の処理に移行する。

即ち、制御回路50は、ステップS16においてこの抵抗値Zが、例えば50

0 Ω未満の場合、ステップS 1 7において出力時間が2 0 0 msec 未満であればステップS 1 4→S 1 5→S 1 6→S 1 7の処理を繰り返す。

制御回路5 0は、ステップS 1 7において出力時間が2 0 0 msec を超えた場合、ステップS 1 8において高周波出力を停止し、ステップS 1 9において2 0 0 msec 待つ。この後、ステップS 1 2から同様の処理を繰り返す。

図8 A～図8 CのタイミングT 1 1からT 1 2の間は、ステップS 1 2からS 1 9の処理による高周波出力と停止を繰り返している。この間の高周波出力の波形は、図9 Bに示す様に、ピーク値の大きい波形である。

生食水が蒸発を始め電極2 2の周囲が蒸気によって覆われるとこの抵抗値は徐々に上昇する。電極2 2全周が気泡に包まれ放電が発生すると、抵抗値Zは5 0 0 Ωよりも大きくなる。

図8 A～図8 CのタイミングT 1 2において上記現象が発生している。一旦放電が発生すると、少ない電力によっても生理的食塩水の蒸発が起こるので、大電力出力は不要になる。このため、制御回路5 0は、ステップS 2 0において、電力設定を1 0 0 Wに変更し高周波出力を行う。ステップS 2 0の電力設定の変更のタイミングが図8 A～図8 CのタイミングT 1 2となる。この場合の高周波出力の波形は、図9 Aに示す様に、ピーク値の小さい波形である。このように途中において電力設定を1 0 0 Wに変更するので、小型電源によっても生理的食塩水中においての放電が可能になる。

次に、ステップS 2 1においてフットスイッチ7から足が離された場合には、制御回路5 0は、ステップS 2 2において電源回路5 1または高周波発生回路5 2を制御して高周波出力を停止させる。

このような構成及び動作により、制御回路5 0は、導電性溶液の蒸発が検出される前にはピーク高周波電力が大きく、蒸発の検出後にはピーク高周波電力を小さくなるように、高周波電源5を制御している。

また、制御回路5 0は、導電性溶液の蒸発が検出される前には、第1の高周波電力を出力するステップS 1 2→S 1 3→S 1 4→S 1 5→S 1 6→S 1 7と、0を含む第1の高周波電力より小さい第2の高周波電力を出力するステップS 1 8→S 1 9を繰り返すように、高周波電源5を制御する。

さらに、制御回路 50 は、導電性溶液の蒸発が検出される前には図 9 B に示すピーク値の大きい波形にすることにより高周波電流のクレストファクタ（Crest Factor）が大きくなるように、高周波電源 5 を制御する。

一方、制御回路 50 は、導電性溶液の蒸発の検出後には図 9 A に示すピーク値の小さい波形にすることにより高周波電流のクレストファクタが小さくなるように、高周波電源 5 を制御する。

このように、第 2 の実施の形態の形態では、第 1 の実施の形態の効果に加え、生理的食塩水が蒸発するまで大電力出力と出力停止を繰り返し、更にピークの大きい波形を使用するので、更に小さい容量の高周波電源によって導電性溶液を蒸発させることが可能となり、導電性溶液中においての組織の切除・蒸散・放電凝固が行える。

尚、図 1 ～図 9 に示した実施の形態では、アクティブ電極近傍においての導電性溶液の蒸発を検出する蒸発検出部は、高周波電圧及び高周波電流を測定する電流センサ 55、電圧センサ 56 及び A/D コンバータ 57 とから構成したが、この構成に限らず、蒸発検出部としては、高周波電圧と高周波電流の一方を測定する測定部のみで構成することも可能である。

また、図 1 ～図 9 に示した実施の形態では、電気手術装置として光学視管及び生体組織焼灼用の電極ユニットを一体にしたレゼクトスコープを用いたものに適用した、生体組織焼灼用の電極ユニットを光学視管の内視鏡とは別に設ける電気手術装置に適用しても良い。

（第 3 の実施の形態）

図 14 ～図 19 C は第 3 の実施の形態に係る図である。

第 3 の実施の形態は、第 1 の実施の形態と殆ど同じ構成であるので、異なる点のみ説明する。

図 14 に示すように第 3 の実施の形態の電気手術装置 1 B は、ピンチバルブ 8 を有して構成されている。

送液チューブ 4 には、ピンチバルブ 8 が取付けられている。ピンチバルブ 8 は、高周波電源 5 B からピンチバルブケーブル 8 a により電源供給を受けるようになっている。

高周波電源 5 B は、出力を開始してから電極 2 2 の気泡によって覆われ、放電が発生するまでピンチバルブ 8 を制御して送液チューブ 4 による送液を停止するようになっている。

図 1 5 に示すように、高周波電源 5 B は、ピンチバルブ電源 5 8 を有して構成されている。

制御回路 5 0 B は、A/D コンバータ 5 7 からのデジタル化されたデータと、フットスイッチ 7 からの信号に基いて電源回路 5 1、波形回路 5 3 を制御する。更に、制御回路 5 0 B は、ピンチバルブ 8 への電源を供給するピンチバルブ電源 5 8 の制御も行う。

図 1 6 及び図 1 7 を用いて、ピンチバルブ 8 を説明する。

図 1 6 及び図 1 7 に示すように、ピンチバルブ 8 は、送液チューブ支持部 8 1 と、送液チューブ圧迫部 8 2 とを備える。

送液チューブ支持部 8 1 は、送液チューブ 4 が挿入された状態において、送液チューブ 4 を支持している。

図 1 6 に示すように、ピンチバルブ 8 が送液を停止しない状態においては、送液チューブ圧迫部 8 2 が送液チューブ 4 の圧迫を行わず、図 1 7 に示すように、ピンチバルブ 8 が送液を停止した状態においては、送液チューブ圧迫部 8 2 が送液チューブ 4 の圧迫を行う。

このように構成された第 3 の実施の形態の作用について説明する。

図 1 8 は制御回路 5 0 B の動作を示すフローチャートである。

図 1 8 に示すように、ステップ S 3 1 において、フットスイッチ 7 の切開ペダルが踏まれると、制御回路 5 0 B は、ステップ S 3 2 においてピンチバルブ電源 5 8 を制御してピンチバルブ 8 に電源を供給し、送液チューブ 4 による送液を一時的に停止させる。同時に、制御回路 5 0 B は、ステップ S 3 3 において高周波発生回路 5 2 を制御して高周波出力を行わせる。この時、送液が停止しているため、電極 2 2 近傍に高周波電流により温められた生理的食塩水が留まり、気泡が発生し易くなる。更に、発生した気泡は、送液によって飛び散ることもない。

この後、制御回路 5 0 B は、ステップ S 3 4、S 3 5 において電流センサ 5 5 の電流値及び電圧センサ 5 6 の電圧値を A/D コンバータ 5 7 を介して取り込

む。

この後、制御回路 50 B は、ステップ S 3 6 において回路内に取り込んだ電圧値を電流値によって割ることにより、電極 2 2 と外套管 2 3 の間の抵抗値 Z を計算する。

制御回路 50 B は、ステップ S 3 7 において抵抗値 Z が、例えば 500 Ω 未満の場合、ステップ S 3 4 に戻り同様の処理を繰り返す。

ステップ S 3 7 において抵抗値 Z が 500 Ω よりも大きければ、電極 2 2 全周が気泡に包まれて既に放電が発生しているので、送液を停止する必要がなくなる。このため、制御回路 50 B は、ステップ S 3 8 の処理に移行する。

ステップ S 3 8 において制御回路 50 B は、ピンチバルブ 8 への電源を遮断し、送液を再開する。

次に、ステップ S 3 9 において、制御回路 50 B は、フットスイッチ 7 の切開ペダルが離された場合に、ステップ S 4 0 において高周波発生回路 5 2 を制御して高周波出力を停止させる。

図 1 9 A ～ 図 1 9 C は、図 1 8 のフローチャートに基づいて組織抵抗の変化の様子とフットスイッチ 7 の動作とピンチバルブ 8 の動作に従う送液チューブにおける送液の様子を示すタイミングチャートである。

図 1 9 A ～ 図 1 9 C に示すように、フットスイッチ 7 の切開ペダルがオフされた状態において、制御回路 50 B は、組織抵抗の検出を行わず、ピンチバルブ 8 への電源供給をオフ状態とする。このため、送液チューブ 4 からの送液が行われている状態である。

フットスイッチ 7 の切開ペダルがオンされると、通電が開始されて電極 2 2 から気泡が発生する。しかしながら、フットスイッチ 7 の切開ペダルがオンされた直後において、電極 2 2 には気泡があまり発生しておらず、組織抵抗の抵抗値 Z は 500 Ω よりも低い状態となる。

このため、制御回路 50 B は、ピンチバルブ 8 への電源をオンし、送液チューブ 4 による送液を停止させる。

フットスイッチ 7 の切開ペダルがオンされてからある程度時間が経過すると、電極 2 2 に付着する気泡が多くなり、抵抗値 Z が上昇する。そして、抵抗値 Z が

500Ωになると、電極22全周が気泡に包まれ、既に放電が発生した状態となる。すると、上述したように制御回路50Bは、ピンチバルブ8への電源供給をオフ状態とし、送液チューブ4による送液を再開させる。

尚、フットスイッチ7の凝固ペダルが踏まれた場合、高周波電源5Bの図示しない設定パネルより設定された凝固が非放電凝固であれば、制御回路50Bは、ステップS32～S37のステップを無視する。また、フットスイッチ7の凝固ペダルが踏まれた場合、高周波電源5Bの図示しない設定パネルより設定された凝固が放電凝固であれば、切開ペダルが踏まれた場合と同様に、制御回路50Bは、ステップS32～ステップS37の処理を行う。

ところで、高周波電源5Bからピンチバルブ8に電源が供給されると、図17に示すように、送液チューブ圧迫部82が送液チューブ支持部81に送液チューブ4を押し付けて送液を一次停止させる。

ここで、送液を一次停止した場合に、レゼクトスコープ2の視界の悪化が激しければ、制御回路50Bは、送液チューブ圧迫部82が送液チューブ4を完全に潰さないようにピンチバルブ8に供給する電源の電圧を低くし、送液を停止ではなく、低下させるようにしても良い。

このような構成及び動作により、ピンチバルブ8と高周波電源5Bとは、電極22近傍の気泡の発生を促進する又は気泡を保持する促進保持部になっている。

また、ピンチバルブ8と高周波電源5Bとは、送液デバイスの送液を一時的に停止する送液停止部になっている。

制御回路50B及びA/Dコンバータ57は、測定部からの情報により送液デバイスの送液を一時的に停止するようになっている。

送液デバイスの一部となる送液チューブ4は、可撓性を持つ送液管であり、送液停止部は送液管の一部を圧迫する構造になっている。

以上説明したように、第3の実施の形態の形態によれば、高周波電源5Bが出力を開始してから電極22の気泡によって覆われ、放電が発生するまで送液チューブ4による送液が停止するので、電極22近傍の液温が上昇し、気泡が発生し易くなる。更に、電極22近傍の気泡が送液により飛び散ることがないので、小さい電力によって電極22全体を気泡によって覆い放電させ、切除・蒸散・放電

凝固を行うことが可能になる。これにより、導電性溶液として人体に長時間体腔内に送液できる生理食塩水等を用いた場合にも、小電力の高周波電源を用いることができ、電気手術装置の製造コストの低減と省電力化が可能になる。

図20は、第3の実施の形態の第1の変形例を示す梘子の側面図である。

図20に示すように、梘子101は、図14に示したピンチバルブ8の代わりに、送液チューブ支持部102と、これに1つの回転軸106によって固定されている可動性の送液チューブ圧迫部103とから構成されている。

送液チューブ4は、チューブ固定部104により外側から送液チューブ支持部102に固定されている。また、送液チューブ4は、チューブ固定部105により外側から送液チューブ圧迫部103に固定されている。

梘子101は、高周波電源5Bからの電源によってモーター107が回転し、それに合わせて回転軸105と送液チューブ圧迫部103が回転し、送液チューブ4が折れ曲がることにより、送液を停止するようになっている。尚、梘子101の動作のタイミングは、ピンチバルブ8を使用した場合と同一である。

また、ピンチバルブ8の場合と同様に、レゼクトスコープ2の視野が悪化する場合は、送液チューブ4を完全に折り曲げずに、送液量を減少させるだけにしても良い。

このような構成により、送液チューブ支持部102は、送液管の送液チューブ4を固定する固定部になっている。

送液チューブ圧迫部103は、固定部に1つの支点によって取り付けられた送液管を折り曲げることが可能な可動である梘子部になっている。

モーター107は、梘子部を動作させる梘子動作部になっている。

このような第1の変形例によれば、第3の実施の形態と同様の効果が得られる。

図21及び図22は、第3の実施の形態の第2の変形例を示し、図21はロータリーソレノイドの送液を停止していない状態の側面図、図22はロータリーソレノイドの送液を停止した状態の側面図である。

図21及び図22に示すロータリーソレノイド111は、ピンチバルブ8の代わりに、送液チューブ支持部112と、送液チューブ圧迫部113と、送液チューブ圧迫部113に偏心して取り付けられた回転軸114と、この回転軸114

を回転させるソレノイドバルブ 1 1 5 とより構成される。

ロータリーソレノイド 1 1 1 を使用する場合、高周波電源 5 B からの電源によってソレノイドバルブ 1 1 5 が回転し、それに合わせて回転軸 1 1 4、送液チューブ圧迫部 1 1 3 が回転する。そして、図 2 2 に示すようにロータリーソレノイド 1 1 1 は、送液チューブ 4 を押し潰すことにより、送液を停止するようにしている。尚、動作のタイミングは、ピンチバルブ 8 を使用した場合と同一である。また、ピンチバルブ 8 の場合と同様に、レゼクトスコープ 2 の視野が悪化する場合は、ロータリーソレノイド 1 1 1 は、送液チューブ 4 を完全に押し潰さず、送液量を減少させるだけでも良い。

このような構成により、送液チューブ支持部 1 1 2 は、送液管の送液チューブ 4 を固定する固定部になっている。

送液チューブ圧迫部 1 1 3 は、送液管を圧迫する圧迫部になっている。

ソレノイドバルブ 1 1 5 は、圧迫部と回転軸 1 1 4 とによって結合された圧迫部を回転させる回転部になっている。

(第 4 の実施の形態)

図 2 3 ～図 2 5 は、第 4 の実施の形態に係る図である。

第 4 の実施の形態は、第 3 の実施の形態と殆ど同じ構成であるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符合を付け、説明は省略する。

図 2 3 ～図 2 5 に示すように、第 4 の実施の形態では、レゼクトスコープ 2 B の先端部 2 1 b に電極 2 2 b の上側を覆うカバー 1 2 0 が取り付けられている。

また、図 2 5 に示すように、電極 2 2 b の表面には、微少な突起 1 2 1 が設けられている。

このような構成により、カバー 1 2 0 は、電極 2 2 b の少なくとも 1 方向を覆うカバーになっている。またカバー 1 2 0 は、電極 2 2 b 近傍において熱せられた液体を電極 2 2 b 近傍に保持する液体保持部になっている。さらに、カバー 1 2 0 は、電極 2 2 b 近傍の気泡 1 3 0 の発生を又は気泡 1 3 0 を保持する部になっている。

突起 1 2 1 は、電極 2 2 b に設けられた突起部になっている。また、突起 1 2 1 は、電極 2 2 b 近傍において発生した気泡 1 3 0 を電極 2 2 b 近傍に付着さ

せる気泡付着部になっている。また、突起121は、電極22b近傍の気泡130の発生を又は気泡130を保持する部になっている。

このように構成された本実施の形態の作用について説明する。

制御回路50Bの動作は図20に示したフローチャートの通りである。

ここで、ステップS33において制御回路50Bは、高周波出力を行うと、第3の実施の形態と同様に、送液を停止させる。すると、温められた生理的食塩水は、カバー120によって電極22b近傍に止められる。更に、発生した気泡130もカバー120に遮られ、上方に上がっていかない。

また、気泡130は、電極22b表面の微少な突起121に付着し、電極22bを覆う。この結果、小さい出力電力によって十分な気泡130が電極22bの周辺に集まり、放電が発生する。

このように、第4の実施の形態の形態では、電極22bを覆うカバー120を設けたため、電極22b近傍の生理的食塩水の温度が上昇し易く、また、発生した気泡130が上方に上がっていかない。更に、電極22bの表面に気泡130を付着させる突起121を設けたので、より小さい電力によって電極22b全体を覆う気泡130を発生させ、その結果、より小さい電力によって放電が発生し、切除・蒸散・放電凝固が可能になる。

(第5の実施の形態)

図26～図31Cは第5の実施の形態に係る図である。

第5の実施の形態は、第1の実施の形態と殆ど同じ構成であるので、異なる点のみ説明する。

図26に示すように、本実施の形態の電気手術装置1Cは、レゼクトスコープ2Cと、高周波電源5Cと、バルブ141と、ガスボンベ142と、送気チューブ143と、Y字管144とを有して構成されている。

レゼクトスコープ2Cには、送液チューブ4からY字管144によって分岐された送気チューブ143を介してバルブ141及びガスボンベ142が接続されている。送気チューブ143にはバルブ141が取り付けられている。バルブ141は減圧弁を含む。ガスボンベ142は、送気チューブ143にガスを供給するものである。

尚、バルブ 1 4 1 は、高周波電源 5 C からバルブケーブル 1 4 5 により電源供給を受けている。

高周波電源 5 C は、前記高周波電流の出力後に前記電極に放電が発生しない場合のみバルブ 1 4 1 を制御して送気チューブ 1 4 3 による送気を行う。

高周波電源 5 C は、前記電極に放電が発生すると自動的にバルブ 1 4 1 を制御して送気チューブ 1 4 3 による送気を停止する。

図 2 7 に示すように、高周波電源 5 C は、バルブ電源 1 5 8 を有して構成されている。制御回路 5 0 C は、A/D コンバータ 5 7 からのデジタル化されたデータと、フットスイッチ 7 からの信号に基いて電源回路 5 1、波形回路 5 3 を制御する。更に、制御回路 5 0 C はバルブ 1 4 1 への電源を供給するバルブ電源 1 5 8 の制御も行う。

図 2 8 に示すように、レゼクトスコープ 2 C には、先端部 2 1 の電極 2 2 に導通している電極ケーブル 2 4 と、外套管 2 3 に導通している電極ケーブル 2 5 とが設けられている。更に、レゼクトスコープ 2 C には、上述したように送液チューブ 4 から Y 字管 1 4 4 によって分岐された送気チューブ 1 4 3 が接続されている。

図 2 9 に示すように、レゼクトスコープ 2 C の先端部 2 1 において、送気・送水口 2 7 からは生食パック 3 からの生理食塩水が送出すると共に、ガスボンベ 1 4 2 からのガスが送出するようになっている。

図 2 9 の状態においては、電極 2 2 は、送気・送水口 2 7 からの送気により、ガスによって覆われる。これにより、送気・送水口 2 7 からのガスは、高周波電流発生時に電極 2 2 の放電発生を促進している。

このように構成された第 5 の実施の形態の作用について説明する。

図 3 0 は制御回路 5 0 C の動作を示すフローチャートである。

図 3 0 に示すように、ステップ S 5 1 においてフットスイッチ 7 の切開ペダルが踏まれると、制御回路 5 0 C は、ステップ S 5 2 において高周波発生回路 5 2 を制御して高周波出力を行わせる。

次に、制御回路 5 0 C は、ステップ S 5 3 において電流センサ 5 5 の電流値を A/D コンバータ 5 7 を介して取り込み、ステップ S 5 4 において電圧センサ 5

6の電圧値をA/Dコンバータ57を介して取り込む。

この後、制御回路50Cは、ステップS55において、回路内に取り込んだ電圧値を電流値によって割ることにより、電極22と外套管23との間の抵抗値Zを計算してステップS56の処理に移行する。

ステップS56において、制御回路50Cは、抵抗値Zが、500Ωよりも大きければ、電極22全周が気泡に包まれ、既に放電が発生していると判断し、送気・送水口27によるガス送気を行わずステップS61の処理に移行する。

また、制御回路50Cは、ステップS56において、抵抗値Zが、500Ω未満の場合、ステップS57において0.5秒経過したかを計測し、この計測結果が0.5秒未満の場合に、ステップS53に戻り同様の処理を繰り返す。

制御回路50Cは、ステップS57において0.5秒以上経過した場合、放電が開始していないと判断してステップS58においてバルブ電源158を制御してバルブ141をONにし、ガス送気を開始して放電発生を促進する。この時、ガスの種類は、アルゴンガスの他、放電の発生を促進するガスであれば何を使用しても良い。また、ガスを直接送気する以外に発砲剤等を用いてガスを発生させても良い。

この後、制御回路50Cは、ステップS59において、抵抗値Zが500Ω未満の場合に、ステップS58に戻る。また、制御回路50Cは、抵抗値Zが500Ω以上において放電を開始したと判断し、ステップS60においてバルブ電源158を制御してバルブ141をOFFにし、送気を停止してステップS61の処理に移行する。

次に、ステップS61においてフットスイッチ7の切開ペダルが離された場合には、制御回路50Cは、ステップS62において高周波発生回路52を制御して高周波出力を停止させる。

図31A～図31Cは、図30のフローチャートに基づいて組織抵抗の変化の様子とフットスイッチ7の動作とバルブ141の動作タイミングを示すタイミングチャートである。

図31A～図31Cに示すように、フットスイッチ7の切開ペダルがオフされた状態においては、組織抵抗の検出が行われず、バルブ141への電源供給がオ

フ状態となり、送気チューブ 1 4 3 によるガス送気が行われない状態となる。

フットスイッチ 7 の切開ペダルがオンされると、電極 2 2 から気泡が発生する。しかしながら、フットスイッチ 7 の切開ペダルがオンされた直後においては、電極 2 2 に気泡があまり発生しておらず、組織抵抗の抵抗値 Z は $500\ \Omega$ よりも低い状態となる。

制御回路 5 0 C は、切開ペダルがオンされてから例えば、0.5 秒後、バルブ 1 4 1 への電源をオンし、送気チューブ 1 4 3 によるガス送気を開始する。

フットスイッチ 7 の切開ペダルがオンされて送気チューブ 1 4 3 によるガス送気が開始してからある程度時間が経過すると、ガス送気により電極 2 2 の放電が促進され、抵抗値 Z が上昇する。

そして、抵抗値 Z が $500\ \Omega$ になると、既に放電が発生した状態になる。そして、制御回路 5 0 C は、バルブ 1 4 1 への電源供給をオフ状態とし、送気チューブ 1 4 3 によるガス送気を停止させる。

このような構成及び動作により、バルブ 1 4 1、ガスボンベ 1 4 2 及び送気チューブ 1 4 3 は、前記電極 2 2 近傍に送気ガスを送る送気デバイスであり、前記電極 2 2 の放電発生を促進する放電発生促進部を兼ねている。

ガスボンベ 1 4 2 の送気ガスは、前記高周波電流発生時に前記電極 2 2 の放電発生を促進する部になっている。

制御回路 5 0 C は、前記送気デバイスの送気をオンオフする制御部になっている。

以上説明したように、第 5 の実施の形態の形態によれば、ガス送気により電極 2 2 の放電が促進されるとともに、高周波電源 5 C が出力を開始してから一定時間経過しても電極 2 2 が放電しない場合のみガス送気を行い、放電が開始されるとガス送気を停止する。

これにより、第 5 の実施の形態の形態では、送気量及び送気時間は必要最小限に抑えられ、より小さい電力によって導電性溶液中においての組織の切除・蒸散・放電凝固を行うことが可能になる。このため、第 5 の実施の形態の形態では、大電力を投与する必要がなく、導電性溶液として人体に長時間体腔内に送液できる生理食塩水等を用いた場合にも、小電力の高周波電源を用いることができる。

従って、第5の実施の形態の形態では、電気手術装置の製造コストの低減と省電力化が可能になる。また、第5の実施の形態の形態では、送気量及び送気時間は必要最小限に抑えられるので、送気により視界が悪くなることも殆どない。

図32は、第5の実施の形態の変形例を示す送気ノズルを設けたレゼクトスコープの先端拡大図である。尚、図32に図示しない部分については図26～図28を代用して説明する。

図32に示すように、レゼクトスコープ2Dの先端部21からは電極22d及び送気ノズル161が露出している。レゼクトスコープ2Dは、図29に示した送気・送水口27の代わりに、図示しない送水口と前後にスライド可能な送気ノズル161を備えている。図示しない送水口からは生食パック3からの生理食塩水が送出するようになっている。

送気ノズル161からはガスボンベ142からのガスが送出するようになっている。更に、送気ノズル161は、電極22dの近傍に設けられ、先端側が側方に向けてL字状に曲げられた形状をしている。そして、送気ノズル161は、前後にスライドすることによってガスを吹き付ける位置を前後に調整できるようになっている。この場合、送気ノズル161は、レゼクトスコープ2Dの基端側に設けられたレバー等の操作部の操作により前後にスライドするようになっている。

それ以外の構成は、第5の実施の形態と同様である。

このような変形例によれば、放電を促進するガスを吹き付ける位置を処置する組織の形状に合わせて前後に調整でき、各組織に対してより小さい電力によって導電性溶液中における組織の切除・蒸散・放電凝固を行うことが可能になる。

(第6の実施の形態)

図33は、第6の実施の形態に係る図である。

第6の実施の形態は、第5の実施の形態と殆ど同じ構成であるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付け、説明は省略する。また、図33に図示しない部分については図26～図28を代用して説明する。

図33に示すように、第6の実施の形態では、レゼクトスコープ2Eの先端部21からは中空電極171が露出している。レゼクトスコープ2Eは、図29に

示した送気・送水口 2 7 の代わりに、図示しない送水口と中空電極 1 7 1 の複数の送気孔 1 7 2 とを備えている。

中空電極 1 7 1 は、L 字状に曲げられ、組織に当接し易い形状となっている。中空電極 1 7 1 は、先端部に複数の送気孔 1 7 2 が形成されている。中空電極 1 7 1 の近位端は、図 2 6 に示したガスボンベ 1 4 2 と高周波電源 5 C に接続されている。中空電極 1 7 1 は、ガスボンベ 1 4 2 からのガスを複数の送気孔 1 7 2 から送出するとともに、高周波電源 5 C の高周波出力が導かれるようになっている。

このように構成された第 6 の実施の形態の作用を説明する。

第 6 の実施の形態の制御回路 5 0 C の動作は、第 5 の実施の形態と殆ど同じである。しかしながら、バルブ 1 4 1 を解放してガスボンベ 1 4 2 からのガス送気を行うと、中空電極 1 7 1 の先端部の複数の送気孔 1 7 2 よりガスが発生する。すると、少量のガスによって中空電極 1 7 1 周辺がガスで覆われるため、すぐに放電を開始し、切開が可能になる。

このように本実施の形態では、電極内部から電極の放電発生を促進する送気を行うため、放電開始までの時間が短く、しかも少電力によって放電可能である。更に電極の先端部のみによってガスが発生するため、ガスにより視界が悪くなることは殆どない。

尚、第 6 の実施の形態では、中空電極 1 7 1 の先端部に複数の送気孔 1 7 2 を形成したが、本発明は構成に限定されず、中空電極 1 7 1 の先端部に 1 つだけ送気孔 1 7 2 を形成するようにしても良い。

(第 7 の実施の形態)

図 3 4 ~ 図 4 2 C は、第 7 の実施の形態に係る図である。

図 3 4 に示すように、第 7 の実施の形態の電気手術装置 2 1 0 は、患部を処置するための高周波電流を出力する高周波発生デバイスとしての高周波電源 2 1 1 と、この高周波電源 2 1 1 からの高周波電流を患部に供給し処置を行うレゼクトスコープ 2 1 3 とを備えて構成される。

また、高周波電源 2 1 1 には、高周波出力のオンオフを制御するためのフットスイッチ 2 1 2 が接続されている。一方、レゼクトスコープ 2 1 3 には、ヒータ

216によって温められる生食パック217が送液チューブ218を介して接続されている。

尚、後述するが、高周波電源211は、レゼクトスコープ213を介してその先端に取付けられているアクティブ電極214及びレゼクトスコープ213のリターン電極としての外套管215に接続されている（図36参照）。

図35に示すように、高周波電源211は、直流電流を供給する電源回路211と、電源回路211からの直流電流を高周波電流に変換する高周波発生回路220と、高周波発生回路220に対して高周波電流の波形を指示する波形回路221と、高周波発生回路220からの高周波電流をレゼクトスコープ213に出力する出力トランス222と、出力トランス222より出力される出力電流を検出する電流センサ223と、電流センサ223の信号をデジタル信号に変換するA/D変換器224と、A/D変換器224からのデジタル化されたデータ及びフットスイッチ212からの信号に基いて電源回路211、波形回路221を制御する制御デバイスとしての制御回路226と、アクティブ電極214を発熱させるための発熱電源デバイスとしての発熱電源227とを備えて構成される。

出力トランス222の一方の端子である第1のアクティブ端子231は、アクティブ電極214の一端側に接続されている。一方、出力トランス222の他方の端子であるリターン端子232は、レゼクトスコープ213の外套管215に接続されている。

また、発熱電源227の一方の端子は、アクティブ電極214の一端側に接続された第1のアクティブ端子231に接続されている。一方、発熱電源227の他方の端子は、アクティブ電極214の他端側に接続された第2のアクティブ端子233に接続されている。

図36に示すように、レゼクトスコープ213には、先端のアクティブ電極214に導通している電極ケーブル228aと、レゼクトスコープ213の外套管215に導通している電極ケーブル228bとが接続されている。

図37は、レゼクトスコープ213の先端部分を示している。

レゼクトスコープ213の先端からは、アクティブ電極214が露出している。アクティブ電極214から出力された高周波電流は、生理的食塩水を経て外套管

215に回収されるようになっている。

図38は、アクティブ電極214の先端構造図である。

アクティブ電極214は、30Ω程度の抵抗値を持つ材質によって形成されている。

発熱電源227から発熱電流が出力されると、第1のアクティブ端子231から第2のアクティブ端子233へと電流が流れる際に、アクティブ電極214は、ループ部において消費される電力が大きくなり発熱する。

図39及び図40は、図38と同様にアクティブ電極214の先端構造図である。これらアクティブ電極214は、鋸刃状や螺旋状の構造をとることにより、電極先端において消費される消費電力を大きくし、発熱するようになっている。

このように構成された第7の実施の形態の作用について説明する。

図41は、制御回路226の動作を示すフローチャートである。

ステップS71においてフットスイッチ212の切開ペダルが踏まれると、制御回路226は、ステップS72において発熱電源227を作動しアクティブ電極214の2端子間に電流を流す。これにより、アクティブ電極214近傍の生理的食塩水が温まり、気泡が発生し易くなる。気泡が発生すると生理食塩水とアクティブ電極214との間が絶縁され、放電が発生し易くなる。

制御回路226は、ステップS73において高周波出力を開始し、ステップS74において電流センサ223の値をA/D変換器224を介して取り込む。

ステップS75において制御回路226内では、電流センサ223から求められた電流値から組織のインピーダンスZを計算することにより、アクティブ電極214と外套管215の間のインピーダンスを計算する。

ステップS76において、制御回路226は、組織インピーダンス（組織抵抗）を用いて放電検知を行う。

ここで、生理的食塩水中において放電が発生する前の組織インピーダンスは500Ω未満である。一方、放電が発生しているときの組織インピーダンスは500Ω以上である。

これらのことにより、制御回路226は、組織インピーダンスが500Ω未満の場合（図42A～図42C中T1間）、放電が発生していないと判断してステ

ップS 7 4からステップS 7 6の間の同様の処理を繰り返す。

組織インピーダンスが 500Ω よりも大きければ（図4 2 A～図4 2 C中T 2間）、生理的食塩水中において放電が発生したと考えられる。

このため、図4 2 A～図4 2 Cに示す組織インピーダンスと発熱電源出力との関係に基づき、制御回路2 2 6は、ステップS 7 7においてアクティブ電極2 1 4両極に発熱電流を供給するための発熱電源2 4への電流の出力を止め、電極先端周辺の生理的食塩水を温めることを中止する。

これは、一旦放電が発生するとそれに続く放電が発生し易くなり、アクティブ電極2 1 4近傍の生理的食塩水を温める必要がなくなるためである。

ステップS 7 8においてフットスイッチ2 1 2の切開ペダルが離された場合には、制御回路2 2 6は、ステップS 7 9において高周波出力を停止する。

尚、フットスイッチ2 1 2の凝固ペダルが踏まれた場合、高周波電源2 1 1の図示しない設定パネルより設定された凝固が非放電凝固であれば、制御回路2 2 6は、ステップS 7 2～ステップS 7 7のステップを無視する。

一方、フットスイッチ2 1 2の凝固ペダルが踏まれた場合、高周波電源2 1 1の図示しない設定パネルより設定された凝固が放電凝固であれば、制御回路2 2 6は、切開ペダルが踏まれた場合と同様にステップS 7 2～ステップS 7 7の処理を行う。

また、第7の実施の形態では、図3 8に示した電極だけでなく、図3 9及び図4 0に示したような鋸刃状、螺旋状のアクティブ電極2 1 4を使用しても良い。この場合、発熱電源2 2 7から出力された電流は、鋸刃状及び螺旋状のアクティブ電極2 1 4先端部において消費される。そして、アクティブ電極2 1 4先端部は、発熱して生理的食塩水を温めることができる。

尚、これら、図3 9及び図4 0に示した鋸刃状、螺旋状のアクティブ電極2 1 4を用いる場合の制御回路2 2 6による動作のタイミングは、抵抗値の高いループ電極を使用したときと同一である。

このように、第7の実施の形態では、発熱電源2 2 7により出力を開始してからアクティブ電極2 1 4近傍の生理的食塩水が、放電が発生するまで温められる。このため、第7の実施の形態では、気泡が発生し易くなり、小さい電力によって

アクティブ電極 2 1 4 全体を気泡によって覆い放電させ、切除・蒸散・放電凝固を行うことが可能になる。

同様に、第 7 の実施の形態では、放電が開始されると発熱電源 2 2 7 からの電流供給を止めることにより、余分な消費電力が少なくなると同時に、不要な熱を生体組織に与えることがない。

(第 8 の実施の形態)

図 4 3 は、第 8 の実施の形態に係る図である。

第 8 の実施の形態は、第 7 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

図 4 3 に示すように、第 8 の実施の形態では、アクティブ電極 2 1 4 先端に発熱素子 2 5 0 が取り付けられている。そして、発熱素子 2 5 0 は、発熱電源 2 2 7 から発熱電流が出力されると、第 1 発熱電流用導線 5 1 から第 2 発熱電流用導線 5 2 へと電流が流れて発熱するようになっている。その他の構成は上記第 7 の実施の形態と同じである。

次に、このように構成された第 8 の実施の形態の作用について説明する。

図 4 3 に示したアクティブ電極 2 1 4 を使用する場合は、制御回路 2 2 6 の動作は、図 4 1 に示した第 7 の実施の形態のフローチャートとほぼ同様である。

しかしながら、図 4 1 のステップ S 7 3 において高周波出力を行うと、第 7 の実施の形態と同様に、発熱素子 2 5 0 に電流が流されて電極近傍の生理的食塩水が温められるようになっている。その他の作用は第 7 の実施の形態と同じである。

このように第 8 の実施の形態では、発熱素子 2 5 0 を用いることにより発熱効率が上がるため、出力を開始してからアクティブ電極 2 1 4 近傍の生理的食塩水が、放電が発生するまで早く温められる。

この結果、第 8 の実施の形態は、第 7 の実施の形態と同様な効果を得ることが可能である。

(第 9 の実施の形態)

図 4 4 ～図 4 6 は、第 9 の実施の形態に係る図である。

第 9 の実施の形態は、第 7 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

図44に示すように、第9の実施の形態のアクティブ電極214は、表面積の大きい組織処置用の第1アクティブ電極261aと、表面積の小さい生理的食塩水蒸発用の第2アクティブ電極261bとの、2つのアクティブ部電極から構成される。

図45に示すように、第9の実施の形態の高周波電源211の出力トランス222は、高周波発生回路220からの高周波電流を組織処置用の第1アクティブ電極261aに出力する出力トランス部222aと、生理的食塩水を蒸発させ第1アクティブ電極261a近傍に気泡を発生させて、第1アクティブ電極261aと生理的食塩水を絶縁するための第2アクティブ電極261bとに出力する出力トランス部222bとから構成される。

その他の構成は第7の実施の形態と同じである。

次に、このように構成された第9の実施の形態の作用について説明する。

図45に示した第1アクティブ電極261a、第2アクティブ電極261bを使用する場合において、制御回路226の動作は図46に示すフローチャートの通りである。

即ち、図46に示すように、ステップS80においてフットスイッチ212の切開ペダルが踏まれると、制御回路226は、ステップS81において高周波出力を行う。すると、組織処置用の第1アクティブ電極261aと生理的食塩水蒸発用の第2アクティブ電極261bとに高周波電流が流される。

第2アクティブ電極261bでは生理的食塩水との接触面積が小さいため、小さい電力によって容易に生理的食塩水が蒸発し、気泡が発生する。

発生した気泡は、第1アクティブ電極261a周辺に集まり、第1アクティブ電極261aと生理的食塩水とを絶縁する。そして、第1アクティブ電極261aに放電が発生するので、高周波処置が可能になる。

制御回路226は、ステップS82において電流センサ223の値をA/D変換器224を介して取り込む。

ステップS83において制御回路226内では、電流センサ223から求められた電流値から組織のインピーダンスZを計算することにより、アクティブ電極214と外套管215の間のインピーダンスを計算する。ステップS84におい

てフットスイッチ 2 1 2 の切開ペダルが離された場合に、制御回路 2 2 6 は、ステップ S 8 5 において高周波出力を停止する。

このように、第 9 の実施の形態では、2 つのアクティブ電極を用いることにより生理的食塩水を急激に蒸発させることができ、放電が発生し易くなる。

また、第 9 の実施の形態では、2 つのアクティブ電極 2 6 1 a , 2 6 1 b がそれぞれ独立して高周波電源 2 1 1 に接続されるので、他方のアクティブ電極の状態によって電力が変化しない。

更に、第 9 の実施の形態では、2 つのアクティブ電極 2 6 1 a , 2 6 1 b に供給される高周波出力が同位相であるため、両アクティブ電極間の電位差が大きくなり、電極が破壊しにくい。

本発明においては、広い範囲において異なる実施形態が、発明の精神及び範囲から逸脱することなく、本発明に基づいて、構成できることは明白である。本発明は、添付のクレームによって限定される以外は、その特定の実施態様によって制約されない。

WHAT IS CLAIMED IS :

1. 電気手術装置は、以下を含む：

生体組織を処置するための高周波電流を発生可能な高周波発生デバイス；

前記高周波発生デバイスによって発生した高周波電流を生体組織に付与可能なアクティブ電極；

前記アクティブ電極の周囲に導電性溶液を送液する送液デバイス；

前記送液デバイスによって送液した導電性溶液中において、前記アクティブ電極から生体組織に付与された高周波電流を前記導電性溶液を介して帰還するためのリターン電極；

前記アクティブ電極と前記リターン電極との間に流れる高周波電流の通電状態を検出するセンサ；

前記センサによって検出した前記高周波電流の通電状態に基づき、前記アクティブ電極の周囲に発生する気泡の状態を判別して動作モードを切り換える制御デバイス。

2. クレーム1の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記アクティブ電極による放電を開始するための第1の動作モードと、この第1の動作モードによる放電開始後に、前記高周波電流の通電状態を変化させるための第2の動作モードとを有している。

3. クレーム2の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記送液デバイスによる前記導電性溶液の流量を制御し、前記動作モードを切替える。

4. クレーム2の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記第1の動作モードにおいて前記送液デバイスを第1の流量に制御し、前記第2の動作モードにおいて前記第1の流量よりも多い第2の流量に前記送液デバイスを制御する。

5. クレーム2の電気手術装置であって、

前記導電性溶液中に配置された前記アクティブ電極の近傍に送気する送気デバイスを更に備え、

前記制御デバイスは、前記送気デバイスを制御し、前記動作モードを切替える。

6. クレーム 2 の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記高周波発生デバイスの電力を制御し、前記動作モードを切替える。

7. クレーム 2 の電気手術装置であって、

前記導電性溶液中に配置された前記アクティブ電極を発熱させるための電力を発生する発熱電源デバイスを更に備え、

前記制御デバイスは、前記発熱電源デバイスを制御し、前記動作モードを切替える。

8. クレーム 2 の電気手術装置であって、

前記アクティブ電極近傍における気泡の状態を検出するために前記導電性溶液の蒸発を検出する蒸発検出部を更に備え、

前記制御デバイスは、前記蒸発検出部の検出結果に基づき、前記動作モードを切替える。

9. クレーム 2 の電気手術装置であって、

前記アクティブ電極近傍における気泡の発生を促進する又は気泡を保持する促進保持部を更に備え、

前記制御デバイスは、前記促進保持部を制御し、前記動作モードを切替える。

10. クレーム 2 の電気手術装置であって、

前記アクティブ電極の放電発生を促進する放電発生促進部を更に備え、

前記制御デバイスは、前記放電発生促進部を制御し、前記動作モードを切替える。

11. クレーム 4 の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記第 1 の動作モードにおいて前記送液デバイスの動作を停止状態にし、前記第 2 の動作モードにおいて前記送液デバイスの動作を送液状態にする。

12. クレーム 5 の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記第 1 の動作モードにおいて前記送気デバイスを動作させ、前記第 2 の動作モードにおいて前記送気デバイスの動作を停止させる。

13. クレーム 5 の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記アクティブ電極への高周波電流の出力後に前記アクティブ電極に放電が発生しない場合のみ前記送気デバイスを動作させ、前記アクティブ電極に放電が発生すると前記送気デバイスを停止させる。

14. クレーム6の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記第1の動作モードにおいて前記高周波発生デバイスを第1の電力に制御し、前記第2の動作モードにおいて前記第1の電力よりも低い第2の電力に前記高周波発生デバイスを制御する。

15. クレーム7の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記第1の動作モードにおいて前記高周波発生デバイスを動作させ、前記第2の動作モードにおいて前記発熱電源デバイスの動作を停止させる。

16. クレーム7の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記アクティブ電極へ高周波電流が出力されると略同時に前記発熱電源デバイスから直流又は交流電流が出力されて前記アクティブ電極を発熱させ、前記アクティブ電極が放電開始したことを検知すると略同時に前記発熱電源デバイスから出力される直流又は交流電流を停止させる。

17. クレーム7の電気手術装置であって、

前記アクティブ電極の先端部は、螺旋状又は鋸刃状に形成されている。

18. クレーム8の電気手術装置であって、

前記制御デバイスは、前記第1の動作モードとして前記導電性溶液の蒸発が検出される前にはピーク高周波電力又は高周波電流のクレストファクタ（Crest Factor）が大きくなるように前記高周波発生デバイスを動作させ、前記第2の動作モードとして前記導電性溶液の蒸発の検出後にはピーク高周波電力又は高周波電流のクレストファクタ（Crest Factor）が小さくなるように前記高周波発生デバイスを動作させる。

19. クレーム9の電気手術装置であって、

前記促進保持部は、前記送液デバイスによる前記導電性溶液の送液を一時的に停止する送液停止部であり、

前記制御デバイスは、前記第2の動作モードにおいて前記送液停止部を動作さ

せる。

20. クレーム9の電気手術装置であって、

前記促進保持部は、前記アクティブ電極近傍に気泡を付着させる気泡付着部である。

21. クレーム10の電気手術装置であって、

前記放電発生促進部は、前記導電性溶液中に配置された前記アクティブ電極の近傍に送気する送気デバイスである。

22. 電気手術装置は、以下を含む：

生体組織を処置するための高周波電流を発生可能な高周波発生デバイス；

前記高周波発生デバイスによって発生した高周波電流を生体組織に付与可能なアクティブ電極；

前記アクティブ電極の周囲に導電性溶液を送液する送液デバイス；

前記送液デバイスによって送液した導電性溶液中において、前記アクティブ電極から生体組織に付与された高周波電流を前記導電性溶液を介して帰還するためのリターン電極；

前記アクティブ電極と前記リターン電極との間に流れる高周波電流の通電状態を検出するセンサ；

前記アクティブ電極による放電を開始するための第1の動作モードと、この第1の動作モードによる放電開始後に、前記高周波電流の通電状態を変化させるための第2の動作モードとを有し、前記センサによって検出した前記高周波電流の通電状態に基づき、前記アクティブ電極の周囲に発生する気泡の状態を判別して前記動作モードを切り換える制御デバイス。

23. 電気手術装置の制御方法は、以下のステップを含む：

送液デバイスにより導電性溶液をアクティブ電極の周囲に送液させる送液ステップ；

前記送液ステップにより前記アクティブ電極が前記導電性溶液中に配置された際に、高周波発生デバイスから第1の動作モードによる高周波電流を出力させる第1の高周波出力ステップ；

前記高周波出力ステップによる前記アクティブ電極とリターン電極との間に流

れる高周波電流の通電状態を検出する検出ステップ；

前記検出ステップの検出結果に基づき、前記アクティブ電極の周囲に発生する気泡の状態を判別する判別ステップ；

前記判別ステップの判別結果に基づき、第2の動作モードによる高周波電流を出力させる第2の高周波出力ステップ。

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

電気手術装置は、生体組織を処置するための高周波電流を発生可能な高周波発生デバイスと、この高周波発生デバイスによって発生した高周波電流を生体組織に付与可能なアクティブ電極と、このアクティブ電極の周囲に導電性溶液を送液する送液デバイスと、この送液デバイスによって送液した導電性溶液中において、アクティブ電極から生体組織に付与された高周波電流を導電性溶液を介して帰還するためのリターン電極と、これらアクティブ電極とリターン電極との間に流れる高周波電流の通電状態を検出するセンサと、このセンサによって検出した高周波電流の通電状態に基づき、アクティブ電極の周囲に発生する気泡の状態を判別して動作モードを切り換える制御デバイスとを備えて構成される。